

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : **06-285026**

(43)Date of publication of application : **11.10.1994**

(51)Int.Cl.

A61B 3/12

A61B 19/00

A61F 9/00

G02B 21/00

(21)Application number : **06-007049**

(71)Applicant : **ROBERT YVES**

(22)Date of filing : **26.01.1994**

(72)Inventor : **ROBERT YVES
PAPRITZ FRANZ
HENDRICKSON PHILLIP**

(30)Priority

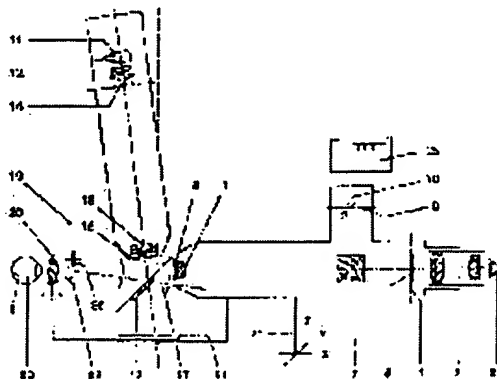
Priority number : **93 249** Priority date : **28.01.1993** Priority country : **CH**

(54) OPHTHALMIC INSTRUMENTS

(57)Abstract:

PURPOSE: To provide an ophthalmic instrument which can adjust the curvature of a patient's facies anterior corneae as a center so that an appropriate place and position can be reproduced at all times when a continuously time-lasting examination is required.

CONSTITUTION: This instrument is used for an optical or photometry examination of a patient's eye 27. This instrument has lighting system 11, 12 and 13 and interpretation devices 1, 2, 3 and 9 for eyegrounds or parts of eyes to be examined. To match the optical axis of the interpretation devices to the same rays emitted from the curvature center of the facies anterior corneae, such concave supplementary lens 20 as trial lens for ophthalmoscope for examination of indirect ophthalmoscope is installed at the front of the observatory devices 1, 2, 3 and 9. By this constitution, real intermediate images for the eye to be examined for the observatory devices 1, 2, 3 and 9 are formed on the intermediate imaging plane 16 in the region of the focal plane on the opposite side of the patient's eye 23. Further, a luminant mark 27 is observed on or adjacent to the optical axis on the opposite side of the supplementary lens 20 of the intermediate imaging plane 16.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

19.12.2000

[Date of sending the examiner's decision of

rejection]

[Kind of final disposal of application other than the
examiner's decision of rejection or application
converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3605131

[Date of registration] 08.10.2004

[Number of appeal against examiner's decision of
rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

* NOTICES *

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] In optical and the photometry checking ophthalmology instrument of the eyes (27) of the patient who has a lighting system (11, 12, 13), and eyegrounds or the observation equipment (1, 2, 3, 9) of the part of an eye which should be inspected The convex attachment lens (20) of the ophthalmoscopy lens type of an indirect ophthalmoscopy mirror examination method is previously attached for observation equipment (1, 2, 3, 9). This attachment lens (20) to the middle image surface (16) of the field of a focal plane opposite to a patient's eyes (23) The real middle image of the part of the eye which should be inspected to observation equipment (1, 2, 3, 9) is made. To the opposite side of an attachment lens (20) of the middle image surface (16), an optical axis near [and] There is a mark (27) which shines on an optical axis. The above-mentioned element (12 1, 2, 3, 9; 20; 11, 13) the whole in that case or by the operator of an instrument So that an image with the clear part of the eye which should be inspected to coincidence in the middle image surface (16) may arise And so that the clear image of a mark (27) which shines as a spherical mirror using the front face of the cornea a patient's eyes (23) in the location of the middle image surface (16) which can be seen with observation equipment (1, 2, 3, 9) may appear The instrument characterized by adjustment and an alignment being possible in front of a patient's eyes (23).

[Claim 2] The instrument according to claim 1 which two-dimensional accommodation is possible for to the middle image surface (16), and has the fixed point (22) which is visible to a patient's eyes in it.

[Claim 3] Observation equipment (1, 2, 3, 9) is the microscope which can be adjusted in the direction of a solid shaft (X, Y, Z). The image of the eyegrounds is preferably carried out to the two image surfaces (4 9). the part into which the microscope should inspect a patient's eyes -- In that case, the 1st image surface (4) can observe with an eyepiece (2). And it is the instrument according to claim 1 or 2 which a measuring device (10 25) generates a signal with the photodetection equipment (10) in the 2nd image surface (9), and is equivalent to the intensity of light which the signal reflected from a patient's eyes and the desirable specific location of eyegrounds.

[Claim 4] An instrument given in any one term of claims 1-3 by which aperture diaphragm (15) is arranged on the axis of a lighting system (11, 12, 13) since the mark (27) which shines on the middle image surface (16) is generated.

[Claim 5] An instrument given in any one term of claims 1-4 by which an attachment lens (20) and observation equipment (1, 2, 3, 9) are supported movable on the base (24) of an instrument together in at least one direction of a solid shaft (X, Y, Z).

[Claim 6] An attachment lens (20) is an instrument [adjust / it / in the direction of the optical axis of observation equipment (1, 2, 3, 9)] given in any one term of claims 1-5 which the value of migration length can read with a line graduation preferably.

[Claim 7] An instrument given in any one term of claims 1-6 which the partial transparency filter (30) in the field of the middle image surface (16) has projected in the visual field (29) of observation equipment (1, 2, 3, 9).

[Claim 8] An instrument given in any 1 term at claims 3-7 which have the reticle (5) in the 1st image

surface where observation equipment (1, 2, 3, 9) was equipped with the two cross lines which specify the one image point, respectively.

[Claim 9] Between aperture diaphragm (15) and the light sources (11) of a lighting system (11, 12, 13) The filter plate (14) equipped with the partial transparency field (18) is arranged, there are two zones (19) of big light transmission nature in it, and the core of two zones (19) receives an observer. An instrument given in any one term of claims 4-8 by which the filter plate (14) is connected to observation equipment (11, 12, 13) so that it may be in agreement with one of the cross lines (6) of a reticle (4), respectively.

[Claim 10] The instrument according to claim 9 with which the partial transparency field (18) of a filter plate (14) crossed the visual field (29) of observation equipment (1, 2, 3, 9), and has extended in the shape of sheet metal.

[Claim 11] They are aperture diaphragm (15) and an instrument given in any one term of claims 4-10 in which the filter plate (14) forms the unit which can be connected with a lighting system (11, 12, 13) and observation equipment (1, 2, 3, 9) preferably again.

[Claim 12] The lighting system (11, 12, 13) is formed by the lighting system of a slit lamp, and it is an instrument given in any one term of claims 1-11 which observation equipment (1, 2, 3, 9) can connect with this lighting system.

[Claim 13] An instrument given in any one term of claims 3-11 which there are two photodiodes (10) corresponding to the location of the cross line (6) on the 2nd image surface (9) about that location, and an analysis apparatus (10 15) has at least one division machine, make the quotient of the value of the brightness it was told by signal by two photodiodes (10) that this division machine was, and are displayed.

[Claim 14] The instrument according to claim 13 with which the analysis apparatus has the photography means of the retina zone inspected with the display of point of measurement, respectively.

[Claim 15] An instrument given in any one term of claims 3-11 which an analysis apparatus measures [in / the CCD camera is arranged in the 2nd image surface, and / the two important image points], analyzes alternatively automatically, and are displayed.

[Translation done.]

*** NOTICES ***

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Industrial Application] This invention relates to the ophthalmology instrument by the above sentence (conventional technique) of claim 1.

[0002]

[Description of the Prior Art] Generally such an instrument has the fault that it is almost impossible to always adjust the instrument similarly correctly with a location and a location for a medical practitioner about the visual axis of the center of curvature the facies anterior corneae's or a patient's eye, at the time of a subsequent inspection repeated and measurement. this -- however, when the inspection value of inspection divided gradually in time must be able to compare, it is required. The Switzerland country patent No. 662261 is mentioned as an example of such an instrument. A patient's head is fixed on a locking device which was known well for inspection of an eye with such an instrument. The eye which should be inspected is fixed as a patient turns an eye after the fixed mark vividly projected on the optical path of a microscope. An instrument movable to three solid shaft orientation is adjusted so that the image of eyegrounds or its location which should be inspected with a clear observer may appear to a patient's eyes by the observer. However, the instrument must have been set by the observer at the same observation shaft as a front observation shaft at the time of a subsequent inspection. The light reflex which differs from the time of the next inspection, for example, a pre- inspection, by it is produced, and the measurement of luminance of the location of the eyegrounds which it inspected is misguided, and since the measured value lacks in repeatability, it becomes impossible to use it.

[0003]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] The technical problem of this invention is always offering the above ophthalmology instruments which can be adjusted to the center of curvature of the facies anterior corneae a patient's eyes possible [reappearance of a location and a location] at the time of inspection which continues in time.

[0004]

[Means for Solving the Problem] This technical problem is solved according to the description specified by the description part of claim 1 by this invention.

[0005] This invention has the advantage of being usable, at the time of the surgical operation of a patient's eye like [for alignment with exact a provider's cornea and a recipient's cornea] at the time of the corneal transplantation in an operating microscope.

[0006] Preferably, the equipment by this invention has the description of claim 2. It is possible to adjust this instrument possible [reappearance] correctly to the visual axis of a patient's eyes by it about a location and a location further.

[0007] This technical problem is solved according to the description specified by the description part of claim 1 by this invention.

[0008] The attached rough drawing explains this invention in instantiation.

[0009]

[Example]

The instrument of observation ***** has the ocellus type microscope expanded by 10 [equipped with the achromatic objective 1 and an ocular 2] arranged horizontally thru/or 20 times. The objective lens 1 is prescribed by the drawing (Blende) 3 in opening. The reticle 5 is arranged in the middle image surface 4 in front of an ocular 2, the electrode holder specifies the visual field of a microscope, and it expresses the two image points with the two cross lines 6 of suitable level spacing. The beam-splitter cube 7 is inserted between the objective lens 1 and the reticle 5, and it uses for the measurement purpose in the image surface 9 of the side reflecting the one section of the light reflected by eyegrounds 8. It is attached in two ** which equipped the drawing of the side with the small side face in the image surface 9 of the direction of a right angle possible [alignment] so that the image point when the ***** photodiode 10 was expressed to the location by the cross line 6 of a reticle 5 in spacing may be doubled correctly. In drawing 1 , two diodes 10 are juxtaposed and placed, therefore only one is visible to drawing.

[0010] a lighting system -- an incandescent body with this small as the light source, a capacitor 12, and achromatism -- it has an incandescent lamp or a halogen lamp 11 equipped with the projector lens 13. The aperture diaphragm (Aperturblende) 15 further attached in front of the filter diaphragm 14 and projector lens 13 which are explained below is built in in the lighting system. Since it explains below, the lighting system is preferably arranged so that the optical axis may intersect below the include angle alpha in the optical axis and its middle image surface 16 of a microscope. Rationally, therefore lighting is performed through the plane mirror 17 arranged under a microscope from the upper part, it carries out incidence close [of the light] from the bottom below at the include angle alpha to the optical axis of a microscope. The direction of incidence of light where only the include angle alpha inclined, and the rational dimension of diaphragms 13 and 15 are useful to keeping away the failure reflection produced by surface reflection of a refractive medium from the optical path of a microscope, especially a measurement path. The optical equipment of a lighting system is designed so that a projector lens 13 may project an image on the middle image surface 16 for the special filter diaphragm 14. The projected field 18 (drawing 2) can restrict magnitude by light impermeability nature coating vapor-deposited on the filter diaphragm 14, or the configuration of the filter diaphragm 14. When it projects on the middle image surface 16, it must have breadth with a level rectangle. The filter plate is attached in the projected field and it penetrates the red light of long wave length from about 600 nanometers and it like an edge filter (long pass filter) (it is the same as Wratten filter Wrattenfilter No.25). This all projected filter 18 that carried out filter plate measles is not covered, but it has opened in the surroundings of the image point shown with the cross line 6 of a reticle 5 for passage of the respectively small circular zone 19 of "white" light. This filter plate sprinkles a patient too much, is because there is nothing ***** and enables the check of a location also like a laboratory technician moreover again.

[0011] the attachment lens middle image surface 16 -- exceeding -- the production of the optical axis of a microscope -- the aspheric surface convex attachment lens 20 of the ophthalmoscopy lens type for an indirect ophthalmoscopy mirror examination -- a subsequent focus (microscope side) -- the 1st -- the inside of the middle image surface 16 -- or as it is near it, it is arranged, but with the parallel guide 21, in the direction of an axis, only several mm, it is arranged so that it may be movable in both directions.

[0012] In the fixed mark middle image surface 16, further, the movable fixed mark 22 is attached to the right angle two-dimensional at the axis of a microscope, and this forms the fixed point to a patient's eyes 23.

[0013] The instrument of the base above of an instrument is held by the instrument base of the structure known well laid on the instrument table shown roughly, and is adjusted by X-Y of a three dimension, and the solid shaft of Z in the face of a patient by the laboratory technician together with this.

[0014] Computation of the signal of the measurement diode 10 of both electronic measurement display is carried out within another analysis instrument 25, and digital display of the result is carried out.

[0015] A patient's pupil can extend in advance of the functional test of the element explained until now. A laboratory technician adjusts to the reticle 5 which built in the ocular 2 of a microscope, without adjusting his eyes 26. A sitting patient turns his head upwards and supports after a head support as usually carried out in the case of such an inspection instrument. With the adjustment element of the

instrument base 24, the instrument is set by the laboratory technician so that an attachment lens 20 may stop ahead in front of several mm of a patient's eyes 23. When some adjust a core well, eyegrounds 8 can already be seen. Therefore, an attachment lens 20 is somewhat moved [whether a patient has reflective abnormalities and] to the direction of an optical axis. In the case of the short sight patient, the case of the hypermetropia patient who is not shown in the migration direction of a patient's eyes is shown. Adjustment is the right when a laboratory technician looks at a retina vividly. When a patient looks at vividly the fixed point of the fixed mark 22 arranged movable [within the middle image surface 16] to coincidence and the fixed point is changed into it by the laboratory technician in other locations, it is guaranteed that the fixed point can be followed. Thus, it is simply possible to have consistency so that the location of the retina chosen by especially the laboratory technician in the eyes 23 of an instrument and a patient may be simply made in agreement at the point of measurement shown by the criminal-investigation mark 10. The light reflected from the location of the selected retina with the photodiode 10 is measured, an analyzer 25 analyzes, and measured value can be displayed. An analyzer 25 makes a value high for example always a dividend, and makes the quotient of the brightness value which was measured and was acquired from two photodiodes 10, using a low value as a divisor, and shows it to a drop. This quotient is the magnitude of the contrast conduction capacity of the optical medium a patient's eyes.

[0016] It carries out in the very important prerequisite end for obtaining the measurement result in which exact reappearance is possible, and is not yet filled with an above-mentioned element and the indicated above-mentioned actuation approach. From such a situation, it explains further below at a detail.

[0017] In order to simplify adjustment means explanation in which exact reappearance of an instrument is possible, the following details are related with the eyes 23 of the patient of the emmetropia. In adjustment of the eyes of the patient of the latter emmetropia, an optical path parallel between an eye 23 and an attachment lens 20 is main. However, as for this, slight migration of the instrument of all three solid shafts brings a result from which migration of an image does not produce reduction in visibility (focus) in an eyepiece, either. Migration of an instrument is only limited by BINETTINGU (vinetting) produced in that case. By the depth compensation, luminous-intensity reduction takes place to the image part of the right or the left first at the time of longitudinal direction migration of the instrument to an eye 23. There is a depth location which brightness can weaken equally [the time of the whole image being longitudinal direction migration] in the meantime and which was specified correctly. However, the pyramid of light demanded by the observation optical path and the measurement path is clearly narrower than the tooth space wide opened by the opened pupil. However, a measurement result which is different when the location where the various transparence (cloudy weather) of the medium of an eye differs in the case of continuous measurement is irradiated again may be produced. Therefore, if adjustment of an instrument can carry out possible [reappearance] correctly about the center of curvature of a visual axis and the facies anterior corneae in the tooth space of the medium of an eye locally, the reproducible measurement result will be obtained.

[0018] As an auxiliary means, the aperture diaphragm (Aperturblende) 15 of a lighting system or its mirror image 27 is used, and, on the other hand, the front face of the cornea a patient's eyes is used as a spherical mirror. If it thinks except for a patient's eyes first, the shining image of the reduced aperture diaphragm 15 almost bright besides the focus of the front will be made with an attachment lens 20. The visible image of this drawing is regarded as the secondary light source for retina lighting. However, the field 18 equipped with the red filter plate which the filter diaphragm 14 which has a field boundary line there projected projects vividly. If an instrument sets the above-mentioned small image of the aperture diaphragm 15 in the face of a patient as it is in one half between the top-most vertices of the facies anterior corneae, and a center-of-curvature point of distance in approximation, the one section of light It is reflected from the front face which acts as the spherical mirror, and, moreover, is reflected in the direction of an attachment lens 20 as the parallel flux of light, that is, image 15' (drawing 2) of the aperture diaphragm 15 is made again in a subsequent focal plane or the middle image surface 16. When alignment of the instrument is carried out correctly, this image 15' is visible as an image of a circle with which the very bright clear boundary was attached in the microscope, and, in the case of measurement in

the partial different conditions, can always be adjusted in the same location of a visual field.

[0019] However, image 15' of this drawing is comparatively very bright, and bars a measurement path. In order to avoid this, on the other hand, alignment of the instrument is carried out so that image 15' of a diaphragm may come to the edge of a visual field 29. Convenient one is in a lower part edge, when the microscope does not contain the image erection system (it is shown in drawing 2 like), and when there is such a system, it is made to be in an upper part edge. In another side, the intensity of light of image 15' of a diaphragm decreases very much with the low luminous-intensity filter 30 arranged in the optical-axis upper part near the middle image surface 16. This round circular filter 30 looks indistinct to the observation visual field of a microscope partially at a projection (about 1 of observation visual field diameter/3), and an eyepiece 2. the inside of dark zone 30' specified with these two radii -- image 15' of a diaphragm -- each -- ***** -- it is again adjusted for every measurement (drawing 2). This adjustment approach is very weak about a repetition of local-spatial adjustment. By little practice, this adjustment approach can be enforced easily and can perform sufficiently reproducible measurement in the location of the same retina.

[0020] Since only the adjustment possibility which can reproduce an instrument is required about the center of curvature of the facies anterior corneae a patient's eyes 29 in application of everything but this invention, the fixed mark 22 is unnecessary.

[0021] This instrument can be manufactured also as an appendage implement in which **** to the slit lamp (slit lamp) instrument which each ophthalmologist hospital actually has also as an instrument of the independent unit or anchoring is possible. It is possible for a slit lighting system to be equipped with a red filter combining the slit lamp mold which has spread very much, therefore the lighting system of one is unnecessary. In this case, the plane mirror 17 is already attached again.

[0022] This camera that can use the CCD camera equipped with the automatic analyzer etc. instead of the data detection equipments 10 and 25 of illustration measures the two most important image points alternatively, and analyzes and displays. The possibility of further others is in photography of the retina zone inspected with the display of point of measurement, respectively.

[0023]

[Translation done.]

* NOTICES *

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DESCRIPTION OF DRAWINGS

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] Drawing 1 is the array of the optical equipment of an instrument. and

[Drawing 2] Drawing 2 is the visual field of an ocular.

[Description of Notations]

- (1) Objective lens
- (2) Ocular
- (3) Drawing
- (4) Middle image surface
- (5) Reticle
- (6) Cross line
- (7) Beam-splitter cube
- (8) Eyegrounds
- (9) Image surface
- (10) Photodiode

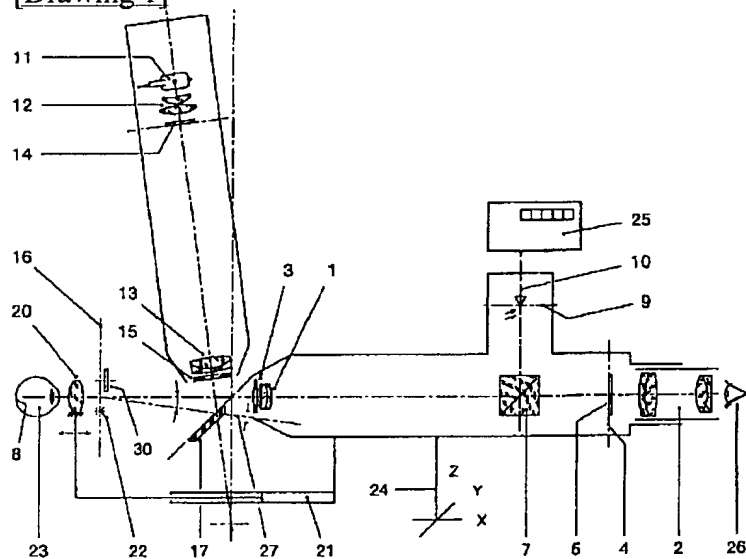
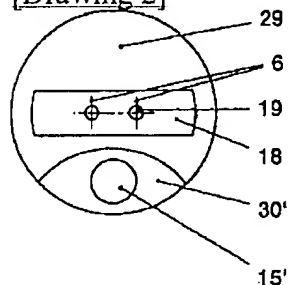
[Translation done.]

*** NOTICES ***

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DRAWINGS

[Drawing 1]**[Drawing 2]**

[Translation done.]

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-285026

(43)公開日 平成6年(1994)10月11日

(51)Int.Cl. ⁵	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 3/12				
19/00	5 0 8	8718-4C		
A 6 1 F 9/00	5 5 0	8119-4C		
G 0 2 B 21/00		7625-2K		
A 6 1 B 3/ 12 Z				
審査請求 未請求 発明の数15 O L (全 5 頁)				

(21)出願番号 特願平6-7049

(22)出願日 平成6年(1994)1月26日

(31)優先権主張番号 0 0 2 4 9 / 9 3 - 0

(32)優先日 1993年1月28日

(33)優先権主張国 スイス (CH)

(71)出願人 593049213

イブ ロベルト

スイス国 ツェーハー 8044 チューリッ

ヒ ズーゼンベルクストラーセ 24

(72)発明者 イブ ロベルト

スイス国 ツェーハー 8044 チューリッ

ヒ ズーゼンベルクストラーセ 24

(72)発明者 フランツ バブリッツ

スイス国 ツェーハー 3154 ニーデルシ

ェルリ ハルテンシュトゥッツ 44

(72)発明者 フィリップ ヘンドリクソン

スイス国 ツェーハー 4054 パーゼル

パッハレットンストラーセ 47

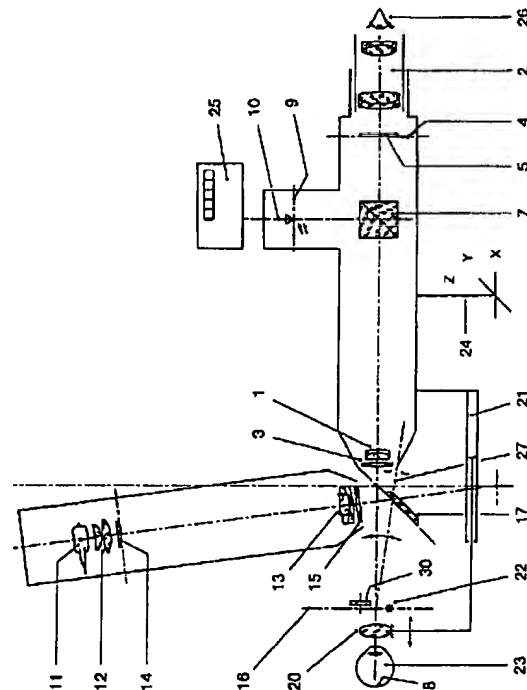
(74)代理人 弁理士 中村 稔 (外6名)

(54)【発明の名称】 眼科器具

(57)【要約】

【目的】 時間的に連続する検査のとき、いつも場所および位置を再現可能に、患者の目の角膜前面の曲率中心に調整できる上記のような眼科器具を提供することである。

【構成】 本器具は、患者の目(27)の光学的または測光検査に使用される。この器具は、照明装置(11、12、13)と、眼底または検査すべき目の部分のための観察装置(1、2、3、9)とを有している。観察装置の光軸を常に、角膜前面の曲率中心から出てくる同じ放射線に整合するため、観察装置(1、2、3、9)は、間接検眼鏡検査のための検眼鏡検査レンズのような凸補助レンズ(20)が前に付けられている。これは、その患者の目(23)と反対側の焦点面の領域における中間像面(16)に、観察装置(1、2、3、9)のための検査すべき目の実中間像を作る。さらに、中間像面(16)の補助レンズ(20)の反対側の、光軸の近くまたは光軸上に光るマーク(27)がある。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 照明装置（11、12、13）と、眼底あるいは検査すべき目の部分の観察装置（1、2、3、9）とを有している患者の目（27）の光学および測光検査用眼科器具において、

観察装置（1、2、3、9）が、間接検眼鏡検査法の検眼鏡検査レンズ式の凸補助レンズ（20）が先に取付けられており、この補助レンズ（20）が患者の目（23）と反対の焦点面の領域の中間像面（16）に、観察装置（1、2、3、9）に対する検査すべき目の部分の
40 実中間像を作り、そして中間像面（16）の、補助レンズ（20）の反対側に、光軸の近く、または光軸上に光るマーク（27）があり、その場合に、上記の要素（1、2、3、9；20；11、12、13）がその全体を、器具のオペレータによって、同時に中間像面（16）に検査すべき目の部分の鮮明な像が生ずるように、かつ観察装置（1、2、3、9）で見ることができる中間像面（16）の場所に、球面鏡として患者の目（23）の角膜の前面を利用して、光るマーク（27）の鮮明な像が現われるように、患者の目（23）の前に整合
20 および心合わせ可能であることを特徴とする器具。

【請求項2】 中間像面（16）に、2次元の調節可能な、そして患者の目に見える固定点（22）がある請求項1に記載の器具。

【請求項3】 観察装置（1、2、3、9）が、立体軸（X、Y、Z）の方向に調節可能な顕微鏡であり、その顕微鏡が、患者の目の検査すべき部分、好ましくは眼底を、2つの像面（4、9）に映像し、その場合に第1の像面（4）が接眼鏡（2）によって観察可能であり、そして測定装置（10、25）が、第2の像面（9）にお
30 ける光検出装置（10）によって信号を発生し、その信号が、患者の目、好ましくは眼底の特定の場所から反射した光の強さに相当している、請求項1または2に記載の器具。

【請求項4】 中間像面（16）上に光るマーク（27）を発生するため、照明装置（11、12、13）の軸線上に、開き絞り（15）が配置されている請求項1～3のいずれか1つの項に記載の器具。

【請求項5】 補助レンズ（20）および観察装置（1、2、3、9）と一緒に、計器のベース（24）上
40 に、立体軸（X、Y、Z）の少なくとも1つの方向に移動可能に支持されている請求項1～4のいずれか1つの項に記載の器具。

【請求項6】 補助レンズ（20）が、観察装置（1、2、3、9）の光軸の方向に調節可能であり、そして好ましくは、移動距離の値が線目盛で読み取ることができる請求項1～5のいずれか1つの項に記載の器具。

【請求項7】 中間像面（16）の、領域における部分透過フィルター（30）が観察装置（1、2、3、9）
50 の視野（29）内に突出している請求項1～6のいずれ

か1つの項に記載の器具。

【請求項8】 観察装置（1、2、3、9）が、それぞれ1つの像点を特定している2つの十字線を備えた第1の像面におけるレチクル（5）を有している請求項3～7にいずれか1の項に記載の器具。

【請求項9】 照明装置（11、12、13）の開き絞り（15）と光源（11）との間に、部分透過領域（18）を備えたフィルタープレート（14）が配置されており、その中に大きな光透過性の2つのゾーン（19）があり、2つのゾーン（19）の中心が、観察者に対して、それぞれレチクル（4）の十字線（6）の1つに一致するよう、フィルタープレート（14）が観察装置（11、12、13）に接続されている請求項4～8の
いづれか1つの項に記載の器具。

【請求項10】 フィルタープレート（14）の部分透過領域（18）が、観察装置（1、2、3、9）の視野（29）を横切って薄板状に延びている請求項9に記載の器具。

【請求項11】 開き絞り（15）および好ましくはまたフィルタープレート（14）が、照明装置（11、12、13）と、観察装置（1、2、3、9）に連結可能なユニットを形成している請求項4～10のいずれか1つの項に記載の器具。

【請求項12】 照明装置（11、12、13）が、スリットランプの照明装置によって形成されており、そして観察装置（1、2、3、9）がこの照明装置に連結可能である請求項1～11のいずれか1つの項に記載の器具。

【請求項13】 第2の像面（9）上に、その位置に関して、十字線（6）の位置に対応する2つのフォトダイオード（10）があり、そして分析装置（10、15）が少なくとも1つの除算機を有し、この除算機が2つのフォトダイオード（10）によって信号で知らされた輝度の値の商を作り、表示する請求項3～11のいずれか1つの項に記載の器具。

【請求項14】 分析装置が、測定点の表示と共にそれぞれ検査した網膜ゾーンの写真撮影手段を有している請求項13に記載の器具。

【請求項15】 第2の像面に、CCDカメラが配置されており、そして分析装置が、自動的に選択的に2つの重要な像点において、測定を行ない、分析し、表示する請求項3～11のいずれか1つの項に記載の器具。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、請求項1の前文（従来技術）による眼科器具に関する。

【0002】

【従来の技術】 そのような器具は、一般的に、繰返される、その後の検査および測定するとき、医師にとって、その器具を角膜前面の曲率中心、あるいは患者の目の視軸

に関して、場所および位置によって常に正確に同じに整合するのがほとんど不可能であるという欠点を有している。これはしかし、時間的に段階的に分けた検査の検査値が、比較可能でなければならないとき必要である。そのような器具の例としてスイス国特許第662261号が挙げられる。そのような器具による目の検査のため、患者の頭は、よく知られたような固定装置上に固定される。患者は目を顕微鏡の光路に鮮明に映された固定マークの上に向けるようにして、検査すべき目を固定する。3つの立体軸の方向に移動可能な器具は、観察者によって患者の目に対し、観察者が眼底あるいはその検査すべき場所の鮮明な像が見えるように調整される。しかし観察者には、その後の検査のとき、その器具を、前の観察軸と同じ観察軸に合わせる可能性はない。それによって、次の検査のときたとえば前の検査のときと異なる光反射を生じ、それが検査した眼底の場所の輝度測定を誤らせ、そしてその測定値は再現性に欠けるため使用できなくなる。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】本発明の課題は、時間的に連続する検査のとき、いつも場所および位置を再現可能に、患者の目の角膜前面の曲率中心に調整できる上記のような眼科器具を提供することである。

【0004】

【課題を解決するための手段】本発明によって、この課題は請求項1の特徴部分に明示された特徴によって解決される。

【0005】本発明は、たとえば、手術顕微鏡における角膜移植のとき、提供者の角膜と受給者の角膜の正確な心合せのためのような、患者の目の外科手術のときに使用可能であるという利点を有している。

【0006】好ましくは、本発明による装置は、請求項2の特徴を有している。それによって、この器具は、場所および位置に関してさらに患者の目の視軸に対して正確に再現可能に調整することが可能である。

【0007】本発明によって、この課題は請求項1の特徴部分に明示された特徴によって解決される。

【0008】添付した概略的図面により本発明を例示的に説明する。

【0009】

【実施例】

観察装置

この器具は、色消し対物レンズ1と接眼レンズ2とを備えた水平に配置された10ないし20倍に拡大する単眼式顕微鏡を有している。対物レンズ1は、開口内の絞り(Blende)3によって規定されている。接眼レンズ2の前の中間像面4にレチクル5が配置されており、そのホルダーが顕微鏡の視野を規定し、かつそれが適切な水平間隔の2つの十字線6によって2つの像点を表わしている。対物レンズ1とレチクル5との間にビームスプリッ

ター立方体7が挿入されており、それが眼底8で反射した光の1部を側方の像面9に反映し、そして測定目的に利用する。側方の図面に直角の方向の像面9に、小さい側面を備えた2つの互に間隔をへだてたフォトダイオード10が、その場所に、レチクル5の十字線6によって表わされた像点を正確に合わせるように、心合せ可能に取付けられている。図1では、2つのダイオード10は、並置して置かれており、そのため1つのみが図に見える。

10 【0010】照明装置

これは光源として、小さい白熱体、コンデンサー12および色消し投射レンズ13を備えた白熱灯またはハロゲンランプ11を有している。照明装置内にさらに、以下に説明するフィルター絞り14および投射レンズ13の前に付けた開き絞り(Aperturblende)15が内蔵されている。以下に説明する理由から、照明装置は、好ましくは、その光軸が顕微鏡の光軸とその中間像面16において角度 α 以下に交差するように配置されている。合理的には、照明は上方から顕微鏡の下に配置された平面鏡17を経て行なわれる、したがって光は、顕微鏡の光軸に対して下から角度 α 以下で入射する。角度 α だけ傾斜した光の入射方向および絞り13と15の合理的寸法は、屈折媒体の表面反射によって生じた障害反射を顕微鏡の光路、特に測定光路から遠ざけておくのに役立つ。照明装置の光学装置は、投射レンズ13が、特殊フィルター絞り14を中間像面16に像を映し出すように設計されている。フィルター絞り14上に蒸着した光不透過性コーティングによって、あるいはフィルター絞り14の構成によって、投影されたフィールド18(図2)は大きさを制限できる。中間像面16に投射したとき、それは長方形の水平な広がりを持っていなければならない。投影したフィールド内にフィルタープレートが取付けられており、それがエッジフィルター(ロングパスフィルター)のように、約600ナノメートルおよびそれより長い波長の赤色光を透過する(ラッテンフィルターWrattenfilter No. 25に同じ)。このフィルタープレートはしかし全投影したフィルター18をカバーするのではなく、レチクル5の十字線6で示した像点の周りに、それぞれ小さい円形のゾーン19を「白色」光の通過のためあけてある。このフィルタープレートは、患者を過度にまぶしがらせないためであり、しかもまた検査技師にも同じように位置の確認を可能にする。

40 【0011】補助レンズ

中間像面16を超えて顕微鏡の光軸の延長線に、間接検眼鏡検査のための検眼鏡検査レンズ式の非球面凸補助レンズ20は、その後の(顕微鏡側の)焦点が第1に、中間像面16内にまたはその近くにあるように配置されているが、平行ガイド21によって軸線方向に数ミリメートルだけ両方向に移動可能であるように配置されている。

【0012】固定マーク

中間像面16内にさらに、顕微鏡の軸線に直角に2次元に移動可能な固定マーク22が付けられており、これが患者の目23に対する固定点を形成している。

【0013】計器のベース

上記の器具は、概略的に示した器具テーブル上に載置した、よく知られた構造の計器ベースによって保持され、そしてこれと一緒に、検査技師によって患者の目の前で、3次元のX-YおよびZの立体軸に整合される。

【0014】電子測定表示

双方の測定ダイオード10の信号が、別の分析器具25内で計算処理され、その結果がデジタル表示される。

【0015】今まで説明した要素の機能

検査に先だって、患者の瞳孔が広げられる。検査技師は、顕微鏡の接眼レンズ2を彼の目26を調節することなく内蔵したレチクル5に調節する。そのような検査器具の場合に通常行なわれているように、坐っている患者は彼の頭を上に向けて頭支えの上に支持する。検査技師により、その器具は、計器ベース24の調整要素によって、補助レンズ20が、前方に患者の目23の数ミリメートル前に止まるように合わされる。多少ともうまく中心を整合したときには、眼底8が既に見える。患者に反射の異常があるか否かによって、補助レンズ20は多少光軸の方に移動される。近視眼患者の場合には、患者の目の移動方向に示されていない、遠視眼患者の場合を示している。調整は、検査技師が網膜を鮮明に見たとき、正しい。同時に、患者は、中間像面16内の移動可能に配置された固定マーク22の固定点を鮮明に見て、その固定点が検査技師によって他の位置に変えられたとき、その固定点に追従することができることが保証される。このようにして、簡単に器具と患者の目23を、検査技師によって特に選択された網膜の場所を捜査マーク10によって示された測定点に一致させるように整合することが簡単に可能である。フォトダイオード10によって、選択した網膜の場所から反射した光を測定し、分析器25によって分析し、測定値を表示できる。分析器25は、たとえば常に高い値を被除数とし、そして低い値を除数として用いて、2つのフォトダイオード10から測定して得た輝度値の商を作り、そしてそれを表示器に示す。この商が、患者の目の光媒体のコントラスト伝導能力の大きさである。

【0016】正確な再現可能な測定結果を得るための非常に重要な前提条件はしかし、上述の要素および記載された作動方法では未だ満たされていない。このような事情から、以下にさらに詳細に説明する。

【0017】器具の正確な再現可能な調整手段

説明を簡単にするため、以下の詳細は、正常視の患者の目23に関するものである。後者の正常視の患者の目の調整では、目23と補助レンズ20の間には、平行な光路が主である。しかしこれは、すべての3つの立体軸

の器具のわずかな移動が像の移動も鮮明度（ピント）の減少も接眼鏡に生じない結果となる。器具の移動は、単に、その場合に生ずるビネッティング（vinetting）によって限定される。深度調整によって、目23に対する器具の横方向移動のとき、最初に光度減少が右または左の像部分に起る。その間に、全体の像が横方向移動のとき均等に輝度が弱められる正確に規定した深度位置がある。しかし、観察光路および測定光路により要求される光軸は、広げた瞳孔によって開放されたスペースよりも明らかに狭い。しかしまた、連続測定の場合に、目の媒体の種々の透明さ（くもり）の異なる場所が照射されるときに異なる測定結果を生ずることもある。したがって、器具の調整が局部的に目の媒体のスペースにおいて、すなわち視軸および角膜前面の曲率中心に関して、正確に再現可能に行なうことが出来れば、再現可能な測定結果が得られるであろう。

【0018】補助手段として、一方では、照明装置の開き絞り（Aperturblende）15またはその鏡像27が援用される、そして他方では、患者の目の角膜の前面が球面鏡として利用される。最初に患者の目を除いて考えると、補助レンズ20によってほぼその前方の焦点の外に明るい光った縮小した開き絞り15の像が作られる。目に見えるこの絞りの像が網膜照明のための二次光源としてとらえられる。しかし、そこに、フィールド境界線のあるフィルター絞り14の投影した、赤いフィルタープレートを用意したフィールド18が鮮明に映し出される。開き絞り15の上記の小さい像は、近似的に角膜前面の頂点と曲率中心点との間の1/2の距離にあるように、器具が患者の目の前に合わせれば、光の1部は、その球面鏡として作用する表面から反射され、しかも平行な光束として補助レンズ20の方に反射される、つまり、その後の焦点面に、あるいは中間像面16に再び開き絞り15の像15'（図2）ができる。器具が正確に心合せされたとき、この像15'は顕微鏡内に非常に明るい鮮明な境界の付いた円の像として見える、そして繰返し測定の場合に何時も視野の同じ場所に調整可能である。

【0019】しかし、この絞りの像15'は比較的非常に明るく、そして測定光路を妨げる。これを避けるため、器具は一方では、絞りの像15'が視野29の縁に来るように心合せされる。好都合なのは、顕微鏡が、像直立システムを含んでいないとき、下方縁にあり（図2に示すように）、そしてそのようなシステムがあるとき、上方縁にあるようにする。他方において絞りの像15'の光の強さは、中間像面16の近くの光軸上方に配置された低光度フィルター30によって非常に減少される。この丸い円形フィルター30は、顕微鏡の観察視野に部分的に突出し（観察視野直径の約1/3）そして接眼鏡2に不鮮明に見える。この2つの円弧によって規定された暗いゾーン30'の中で、絞りの像15'は、各新しい測定毎に再び調整される（図2）。この調整方法

は、局部的-空間的調整の繰返しに関して非常に弱い。一寸した練習によって、この調整方法は容易に実施できる、そして十分再現可能な測定を同じ網膜の場所で行なうことができる。

【0020】本発明の他の適用の場合には、患者の目29の角膜前面の曲率中心に関して器具の再現可能な調整可能性のみが必要であるから、固定マーク22は不要である。

【0021】この器具は、独立したユニットの器具としても、また、実際に各眼科医病院にある細隙灯（スリットランプ）器具への戴置または取付け可能な付属器具としても製作できる。非常に普及している細隙灯型と組合せて、スリット照明装置は、赤色フィルターを備えることが可能であり、したがって一体の照明装置は不要である。この場合には、また、平面鏡17は既に付いている。

【0022】図示のデータ検出装置10、25の代りに、自動分析装置を備えたCCD-カメラ等も使用できる、このカメラが選択的に2つの最も重要な像点の測定

を行ない、分析し、表示する。さらに他の可能性は、測定点の表示と共にそれぞれ検査した網膜ゾーンの写真撮影にある。

【0023】

【図面の簡単な説明】

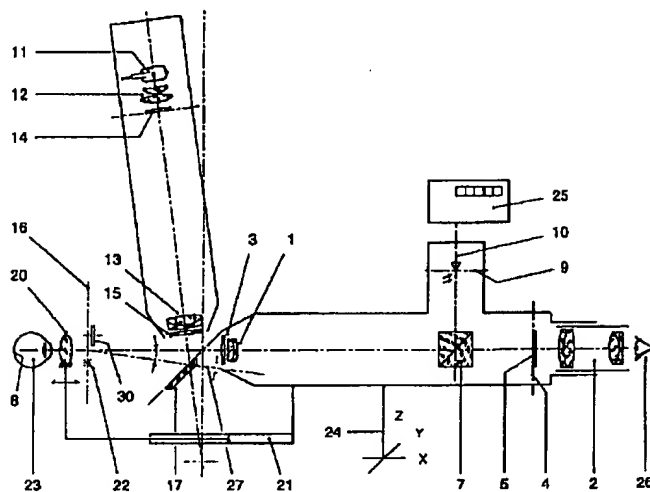
【図1】図1は、器具の光学装置の配列である。そして

【図2】図2は、接眼レンズの視野である。

【符号の説明】

- | | |
|------|--------------|
| (1) | 対物レンズ |
| (2) | 接眼レンズ |
| (3) | 絞り |
| (4) | 中間像面 |
| (5) | レチクル |
| (6) | 十字線 |
| (7) | ビームスプリッター立方体 |
| (8) | 眼底 |
| (9) | 像面 |
| (10) | フォトダイオード |

【図1】



【図2】

